

Measurement data acquisition method with associated image reconstruction method, e.g. for computer tomography of human heart with rest and moving phases

Patent Number: DE19842238

Publication date: 2000-04-06

Inventor(s): BRUDER HERBERT (DE); FLOHR THOMAS (DE); OHNESORGE BERND (DE); SCHALLER STEFAN (DE); SCHOLZ BERNHARD (DE)

Applicant(s): SIEMENS AG (DE)

Requested Patent: ☐ DE19842238

Application Number: DE19981042238 19980915

Priority Number(s): DE19981042238 19980915

IPC Classification: A61B6/03

EC Classification: A61B6/03B12

Equivalents:

Abstract

The method involves moving the object (9) along a rotation axis (6) with respect to a detector unit carrier (7) as it rotates. Measurement data sets are acquired simultaneously by detector rows at various rotation angles during an object rest phase. The revolution rate (n) is selected so that the carrier rotates through an angle at least as great as the required range for reconstruction during the rest phase. The linear speed (v) is selected so that the object moves no more than the detector height in the sum of one motion phase and two rest phases. The reconstruction time is the time required to cover the reconstruction angular range.

Data supplied from the esp@cenet database - I2



①9 **BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND**



**DEUTSCHES
PATENT- UND
MARKENAMT**

⑫ **Off nl gungsschrift**
⑩ **DE 198 42 238 A 1**

⑤1 Int. Cl.7:
A 61 B 6/03

②1 Aktenzeichen: 198 42 238.5
②2 Anmeldetag: 15. 9. 1998
④3 Offenlegungstag: 6. 4. 2000

DE 198 42 238 A 1

⑦1 Anmelder:
Siemens AG, 80333 München, DE

⑦2 Erfinder:
Flohr, Thomas, Dr., 91486 Uehlfeld, DE; Ohnesorge,
Bernd, Dipl.-Ing., 91054 Erlangen, DE; Bruder,
Herbert, Dr., 91315 Höchstadt, DE; Schaller, Stefan,
Dipl.-Ing., 91052 Erlangen, DE; Scholz, Bernhard,
Dr., 91336 Heroldsbach, DE

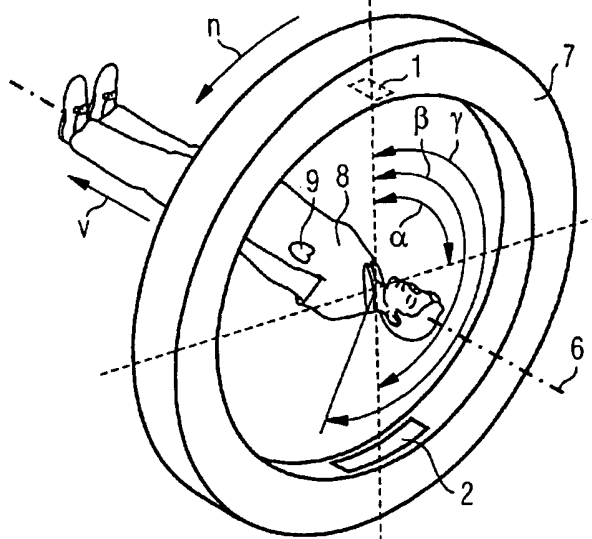
⑤6 Entgegenhaltungen:
US 57 51 782
US 53 83 231

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

⑤4 Meßdatenaufnahmeverfahren und hiermit korrespondierende Bildrekonstruktionsverfahren

⑤7 Die vorliegende Erfindung betrifft zwei Meßdatenaufnahmeverfahren für ein periodisch bewegtes Objekt (9) mittels eines Computertomographen. Bei der Verwendung einer mehrzeiligen Detektoreinheit (2) und geeigneter Wahl von Vorschubgeschwindigkeit (v) des Objekts (9) und Drehzahl (n) des Trägers (7) lassen sich qualitativ hochwertige Bilder des Objekts (9) in jeder Bewegungsphase erstellen. Die Erfindung betrifft auch zwei mit einem der Meßdatenaufnahmeverfahren korrespondierende Bildrekonstruktionsverfahren.



DE 198 42 238 A 1

Die vorliegende Erfindung betrifft zwei Meßdatenaufnahmeverfahren für ein sich periodisch bewegendes Objekt mittels einer auf einem Träger (Gantry) angeordneten Detektoreinheit, wobei das Objekt mit einer Vorschubgeschwindigkeit entlang einer Rotationsachse relativ zum Träger verschoben wird und der Träger mit einer Drehzahl um die Rotationsachse rotiert. Sie betrifft ferner zwei mit einem der Meßdatenaufnahmeverfahren korrespondierende Bildrekonstruktionsverfahren.

Im Stand der Technik werden die Meßdatensätze eines Herzens in der Regel mit Detektoreinheiten aufgenommen, welche eine einzige Detektorzeile aufweisen, die senkrecht zur Rotationsachse angeordnet ist. Während des Rotierens des Trägers und des Vorschubens des Patienten werden von der Detektorzeile an einer Vielzahl von Rotationswinkeln Meßdatensätze aufgenommen. Gleichzeitig wird ein EKG-Signal mit aufgezeichnet. Mit Hilfe des EKG-Signals gelingt die Zuordnung von Rotationswinkeln und Herzphasen. Mit den in den Ruhephasen aufgenommenen Meßdatensätzen werden dann Bildrekonstruktionen vorgenommen.

Hierbei stößt man sehr schnell an Grenzen. Nicht alle Verschiebe- bzw. Schichtpositionen können aus während der Ruhephase des Herzens aufgenommenen Meßdaten rekonstruiert werden. Bei der Interpolation der Spiraldaten auf eine vorgegebene Verschiebe- bzw. Schichtposition ist es daher erforderlich, aus Spirallläufen zu interpolieren, die in der Ruhephase des Herzens gemessen wurden. Dies kann die Interpolationsbreite deutlich erhöhen und die erreichbare Schärfe folglich erheblich mindern.

Es ist zwar prinzipiell möglich, ein Bild des Objekts an allen Verschiebepositionen zu rekonstruieren. An den Verschiebepositionen, während derer sich das Herz in einer Schlagphase befunden hat, sind aber nur qualitativ schlechte Bilder erreichbar.

Die Aufgabe der vorliegenden Erfindung besteht darin, Meßdatenaufnahmeverfahren und hiermit korrespondierende Bildrekonstruktionsverfahren anzugeben, mit denen mit einem konventionellen Computertomographen qualitativ hochwertige Bilder sich periodisch bewogender Objekte in zeitlich hoher Auflösung aufnehmbar bzw. rekonstruierbar sind.

Wenn die periodische Bewegung des Objekts eine Bewegungsphase und eine Ruhephase aufweist, wird die Aufgabe dadurch gelöst,

- daß die Detektoreinheit zumindest eine erste und eine letzte Detektorzeile aufweist, wobei die erste und die letzte Detektorzeile senkrecht zur Rotationsachse verlaufen und parallel zur Rotationsachse um eine Detektorhöhe voneinander beabstandet sind,
- daß zumindest während der Ruhephasen von den Detektorzeilen an einer Vielzahl von Rotationswinkeln pro Rotationswinkel jeweils gleichzeitig je ein dem jeweiligen Rotationswinkel zugeordneter Meßdatensatz aufgenommen wird,
- daß die Drehzahl derart gewählt ist, daß der Träger während einer Ruhephase um einen Drehwinkel rotiert, der mindesten so groß ist wie ein zur Rekonstruktion des Objekts erforderlicher Rekonstruktionswinkelbereich, und
- daß die Vorschubgeschwindigkeit derart gewählt ist, daß das Objekt während der Summe von einer Bewegungsphase und zwei Rekonstruktionszeiten maximal um die Detektorhöhe entlang der Rotationsachse verschoben wird,
- wobei die Rekonstruktionszeit die zum Überstreichen

chen des Rekonstruktionswinkelbereichs erforderliche Zeit ist.

In diesem Fall können nämlich während der Ruhephasen Meßdatensätze in einem so großen kontinuierlichen Rotationswinkelbereich aufgenommen werden, daß mittels einer an sich bekannten Interpolation zwischen den Detektorzeilen für jede innerhalb dieser Ruhephase angenommene Schicht- bzw. Verschiebeposition eine Rekonstruktion des Objekts mittels der in der Computertomographi allgemein bekannten Rückprojektionsalgorithmen möglich ist. In den Bewegungsphasen erfolgt ein nicht zu großer Vorschub des Objekts, so daß die in der nachfolgenden Ruhephase angenommenen Verschiebepositionen sich nahtlos an die zuvor aufgenommenen Verschiebepositionen anschließen. Durch die Kombination der Maßnahmen

- mehrzeilige Detektoreinheit,
- Aufnahme der Meßdatensätze in den Ruhephasen und
- geeignete Wahl von Vorschubgeschwindigkeit und Drehzahl können somit ein qualitativ hochwertige Bilder des Objekts aufgenommen und in allgemein bekannter Weise rekonstruiert werden.

Dieses Meßdatenaufnahmeverfahren wird vorzugsweise eingesetzt, wenn das Objekt das menschliche Herz ist. Zur Bestimmung der Ruhezeit des menschlichen Herzens wird dabei vorzugsweise ein Elektrokardiogramm des menschlichen Herzens mit aufgenommen.

Wenn die periodische Bewegung des Objekts hingegen keine oder nur eine kurze Ruhephase aufweist oder Aufnahmen des Objekts während der Bewegungsphase erfolgen sollen, wird die Aufgabe dadurch gelöst,

- daß die Detektoreinheit zumindest eine erste und eine letzte Detektorzeile aufweist, wobei die erste und die letzte Detektorzeile senkrecht zur Rotationsachse verlaufen und parallel zur Rotationsachse um eine Detektorhöhe voneinander beabstandet sind,
- daß an einer Vielzahl von Rotationswinkeln pro Rotationswinkel von den Detektorzeilen jeweils gleichzeitig ein dem jeweiligen Rotationswinkel zugeordneter Meßdatensatz aufgenommen wird,
- daß die Meßdatensätze zumindest während eines Phasenbereichs mit einem Phasenreferenzpunkt der periodischen Bewegung des Objekts aufgenommen werden,
- daß die Vorschubgeschwindigkeit derart gewählt ist, daß das Objekt während des Vorschubs um die Detektorhöhe eine Anzahl von Perioden durchläuft und
- daß das Produkt aus der Anzahl von Perioden und einem während des Phasenbereichs überstrichenen Phasenwinkelbereich mindestens einem zur Rekonstruktion des Objekts erforderlichen Rekonstruktionswinkelbereich entspricht.

Dieses Meßdatenaufnahmeverfahren wird vorzugsweise eingesetzt, wenn das Objekt das menschliche Herz ist und der Phasenbereich in der Schlagphase des menschlichen Herzens liegt. Zur Bestimmung des Phasenbereichs wird vorzugsweise wieder ein Elektrokardiogramm des menschlichen Herzens mit aufgenommen.

Wenn die Röntgenröhre mittels des Elektrokardiogramms getriggert wird, so daß das Objekt nur während der Phasenbereiche durchstrahlt wird, wird der untersuchte Patient mit einer möglichst niedrigen Röntgendosis belastet.

Wenn die Drehzahl des Trägers derart gewählt wird, daß

die Meßdatensätze unmittelbar aufeinanderfolgender Rotationswinkel entweder während des Phasenbereichs derselben oder während des Phasenbereichs der unmittelbar nachfolgenden Perioden aufgenommen werden, ergibt sich eine besonders einfache Bildrekonstruktion. Wenn hingegen die Drehzahl des Trägers so hoch wie möglich gewählt wird, wird der untersuchte Patient mit einer niedrigeren Röntgendosis belastet.

Mit dem zweiten Meßdatenaufnahmeverfahren korrespondieren erfinderische Bildrekonstruktionsverfahren. Ein solches zeichnet sich durch folgende Merkmale aus:

- pro Phasenbereich werden die während des Phasenbereichs aufgenommenen Meßdatensätze zu je einer Rotationswinkelgruppe zusammengefaßt,
- zu jeder Rotationswinkelgruppe wird ein mit dem Phasenreferenzpunkt korrespondierender Referenzwinkel bestimmt,
- pro Rotationswinkel werden die Rotationswinkelgruppen bestimmt, deren Referenzwinkel maximal so groß ist wie der jeweilige Rotationswinkel, und
- innerhalb der so bestimmten Rotationswinkelgruppen werden die Meßdatensätze derjenigen Rotationswinkelgruppe zur Rekonstruktion des Objekts herangezogen, bei der die Differenz zwischen dem jeweiligen Rotationswinkel und dem jeweiligen Referenzwinkel minimal ist.

Alternativ kann das Objekt aus den Meßdatensätzen auch dadurch rekonstruiert werden,

- daß der Rekonstruktionswinkelbereich in eine Anzahl gleichgroßer Teilwinkelbereiche mit je einem Teilwinkelbereichsreferenzwinkel unterteilt wird,
- daß pro Phasenbereich die während des Phasenbereichs aufgenommenen Meßdatensätze zu je einer Rotationswinkelgruppe zusammengefaßt werden,
- daß zu jeder Rotationswinkelgruppe ein mit dem Phasenreferenzpunkt korrespondierender Referenzwinkel bestimmt wird und
- daß pro Teilwinkelbereich die Meßdatensätze derjenigen Rotationswinkelgruppe zur Rekonstruktion des Objekts herangezogen werden, bei der der Absolutwert der Differenz zwischen dem jeweiligen Teilwinkelbereichsreferenzwinkel und dem jeweiligen Referenzwinkel minimal ist.

Wenn bei einem Wechsel von einer Rotationswinkelgruppe zu einer anderen Rotationswinkelgruppe die Meßdatensätze in einem Überlappungsbereich gewichtet überlagert werden, ist eine höhere Bildqualität erzielbar.

Weitere Vorteile und Einzelheiten ergeben sich aus den übrigen Ansprüchen und der nachfolgenden Beschreibung eines Ausführungsbeispiels in Verbindung mit den Figuren. Dabei zeigen in Prinzipdarstellung:

Fig. 1 eine Skizze eines Computertomographen,

Fig. 2 eine Detektoreinheit,

Fig. 3 schematisch eine Aufnahme von Meßdatensätzen,

Fig. 4 schematisch eine weitere Aufnahme von Meßdatensätzen,

Fig. 5 schematisch ein Sortiervverfahren,

Fig. 6 schematisch ein weiteres Sortiervverfahren und

Fig. 7 schematisch eine Wichtungskurve.

Gemäß Fig. 1 weist ein Computertomograph eine Röntgenröhre 1 und eine Detektoreinheit 2 auf. Die Detektoreinheit 2 weist gemäß Fig. 2 eine erste Detektorzeile 3 und eine letzte Detektorzeile 4 auf. Zwischen der ersten und der letzten Detektorzeile 3, 4 können ggf. weitere Detektorzeilen 5

angeordnet sein. Insgesamt kann die Detektoreinheit 2 z. B. zwei oder drei weitere Detektorzeilen 5 aufweisen.

Die Detektorzeilen 3-5 verlaufen senkrecht zu einer Rotationsachse 6, wie durch den Pfeil A angedeutet ist. Parallel zur Rotationsachse 6 sind die erste Detektorzeile 3 und die letzte Detektorzeile 4 um eine Detektorhöhe D voneinander beabstandet. Die Detektorhöhe D wird dabei von Zeilenmitte zu Zeilenmitte gemessen.

Die Röntgenröhre 1 und die Detektoreinheit 2 sind auf einem Träger 7 (Gantry 7) angeordnet. Der Träger 7 rotiert mit einer Drehzahl n um die Rotationsachse 6. Während des Rotierens des Trägers 7 wird gleichzeitig durch Verschieben eines nicht dargestellten Liegetisches ein zu untersuchender Patient 8 mit einer Vorschubgeschwindigkeit v entlang der Rotationsachse 6 verschoben. Während des Rotierens des Trägers 7 und des Verschiebens des Patienten 8 sendet die Röntgenröhre 1 Röntgenstrahlen aus, welche den Patienten 8 durchstrahlen. Die Röntgenstrahlen werden während der Rotation an einer Vielzahl von Rotationswinkeln α detektiert und zu je einem Meßdatensatz zusammengefaßt. Ein Meßdatensatz ist also die Gesamtheit der von den Detektorzeilen 3-5 an einem Rotationswinkel α gleichzeitig aufgenommenen, diesem Rotationswinkel α zugeordneten Meßdaten. Aus der Gesamtheit der aufgenommenen Meßdatensätze wird dann das Objekt rekonstruiert.

Um das durchleuchtete Objekt sinnvoll rekonstruieren zu können, sind Meßdatensätze zu aufeinanderfolgenden Rotationswinkeln α erforderlich, welche sich über einen Rekonstruktionswinkelbereich β erstrecken. Der Rekonstruktionswinkelbereich β liegt in der Größenordnung von mindestens 180° .

Soweit ruhigstellbare Körperpartien des Patienten 8 tomographiert werden sollen, stellen sich für die Aufnahme der Meßdatensätze keine nennenswerten Probleme. Kritisch hingegen ist die Aufnahme von Meßdatensätzen eines sich periodisch bewegendes Objektes 9. Ein Beispiel eines derartigen Objektes 9 ist das menschliche Herz 9, welches in Fig. 1 schematisch dargestellt ist.

Bekanntlich führt das menschliche Herz 9 im wesentlichen eine periodische Bewegung aus. Die periodische Bewegung besteht dabei aus einer abwechselnden Folge einer Ruhe- bzw. Erschlaffungsphase und einer Bewegungs- bzw. Schlagphase. Die Erschlaffungsphase hat eine Dauer zwischen üblicherweise 500 bis 800 ms, die Schlagphase eine Dauer von 200 bis 250 ms.

Die Drehzahl n des Trägers 7 liegt üblicherweise bei 45 bis 120 Umdrehungen/Minute. Durch Vergleich der Drehzahl n mit der Dauer der Erschlaffungsphase des Herzens 9 läßt sich somit leicht feststellen, daß der Träger 7 in der Erschlaffungsphase des Herzens 9 um einen Drehwinkel γ rotiert, der zwischen 135° (500 ms bei 45 Umdrehungen/Minute) und 576° (800 ms bei 120 Umdrehungen/Minute) liegt.

Wenn die Drehzahl n hoch genug gewählt wird, rotiert der Träger 7 während einer Ruhephase um einen Drehwinkel γ , der größer ist als der zur Rekonstruktion des Objektes 9 erforderliche Rekonstruktionswinkelbereich β . Somit ist es möglich, während der Ruhephasen des Herzens 9 vollständige Meßdatensätze aufzunehmen, so daß das Herz 9 im aufgenommenen Bereich rekonstruierbar ist.

Wenn gleichzeitig die Vorschubgeschwindigkeit v derart gewählt ist, daß der Patient 8 (und damit selbstverständlich auch das Herz 9 des Patienten 8) während der Summe einer Bewegungsphase und zweier Rekonstruktionszeiten T maximal um die Detektorhöhe D entlang der Rotationsachse 6 verschoben wird, ist es möglich, für jede beliebige Verschiebeposition z einen zusammenhängenden Rotationswinkelbereich zu finden, der in einer Ruhephase des Herzens 9

liegt. Die Rekonstruktionszeit T ist dabei die zum Überstreichen des Rekonstruktionswinkelbereichs β erforderliche Zeit.

Somit ist es möglich, für beliebige Schicht- bzw. Verschiebepositionen z aus den von benachbarten Detektorzeilen 3-5 aufgenommenen Meßdaten einen Wert zu finden – z. B. durch lineare Interpolation –, der sehr gut den Werten entspricht, die mittels eines sog. Axialscans an dieser Verschiebeposition z aufgenommen worden wäre. Mit der Gesamtheit der zum Bildaufbau erforderlichen Meßdaten kann dann mittels in der Computertomographie allgemein bekannter und angewendeter Rückprojektionsalgorithmen (z. B. eines Faltungs-Rückprojektionsalgorithmus) ein Bild des Objekts 9 rekonstruiert werden.

Schematisch ist diese Vorgehensweise in Fig. 3 dargestellt. Nach rechts ist in Fig. 3 die Zeit t , nach oben die Verschiebeposition z aufgetragen. Ferner ist in Fig. 3 ein Elektrokardiogramm 10 eingezeichnet, dessen Spitzen 11 die Schlagphasen 12 des Herzens 9 kennzeichnen. Dazwischen liegen die Ruhephasen 13 des Herzens 9. Ferner sind in Fig. 3 schräg verlaufende Linien 14 eingezeichnet. Diese entsprechen den Verschiebepositionen z der einzelnen Detektorzeilen 3-5. Die Länge von Balken 15 entspricht der Zeit, während derer der Träger 7 um den Rekonstruktionswinkelbereich β rotiert.

Wie ersichtlich ist, läßt sich für jede Verschiebeposition z ein Paar von Linien 14 finden, welches in derselben Ruhephase 13 liegt, dort einen zusammenhängenden Drehwinkel γ überstreicht, der mindestens so groß wie der Rekonstruktionswinkelbereich β ist, und in dem sich somit durch lineare Interpolation eine Gruppe von Meßdatensätzen aufbauen läßt, welche einem Axialscan an dieser Verschiebeposition z entspricht.

Sofern die Ruhephasen 13 des Herzens 9 lang genug sind und die Vorschubgeschwindigkeit v nicht zu groß wird, ist es sogar möglich, für jede Verschiebeposition z die Balken 15 beliebig innerhalb einer Ruhephase 13 anzuordnen. In diesem Fall ist es also sogar möglich, das menschliche Herz 9 während verschiedener Bereiche seiner Ruhephasen 13, z. B. kurz nach dem Schlagen oder kurz vor dem Schlagen, darzustellen.

Wie bereits erwähnt, wird das Elektrokardiogramm 10 des menschlichen Herzens 9 mit aufgenommen, um aus ihm die Ruhephasen 13 des menschlichen Herzens 9 bestimmen zu können. Ggf. kann das Elektrokardiogramm 10 auch genutzt werden, um die Röntgenröhre 1 entsprechend zu triggern, so daß sie nur während der Ruhephasen 13 des Herzens 9 Röntgenstrahlen emittiert. In diesem Fall kann die Röntgenbelastung des Patienten 8 verringert werden. Darüber hinaus sollte bei diesem Meßdatenaufnahmeverfahren der Träger 7 mit der höchstmöglichen Drehzahl n rotieren.

Das obenstehend beschriebene Verfahren ist nicht mehr anwendbar, wenn das menschliche Herz 9 während eines Phasenbereichs 16 aufgenommen werden soll, der in der Schlagphase 12 liegt. Denn der Phasenbereich 16 hat eine Zeitdauer, die erheblich kleiner ist als die Rekonstruktionszeit T . Der Phasenbereich 16 kann beispielsweise eine Dauer von 50 ms haben. In dieser Zeit rotiert der Träger 7 auch bei einer Drehzahl n von 120 Umdrehungen/Minute nur um 36° , also ein Fünftel des minimalen Rekonstruktionswinkelbereichs β . Dennoch kann mit dem gleichen Computertomographen das Herz 9 auch in diesem Phasenbereich 16 abgebildet werden. Dies geschieht wie folgt:

Ebenso wie zuvor werden an einer Vielzahl von Rotationswinkeln α von den Detektorzeilen 3-5 jeweils gleichzeitig dem jeweiligen Rotationswinkel α zugeordnete Meßdatensätze aufgenommen. Die Meßdatensätze werden dabei zumindest während des Phasenbereichs 16 der periodischen

Bewegung des Herzens 9 aufgenommen. Die Vorschubgeschwindigkeit v wird nunmehr aber derart gewählt, daß das Objekt 9 während des Vorschubs um die Detektorhöhe D eine Anzahl von Perioden durchläuft. Die Anzahl von Perioden ergibt sich dabei aus der Bedingung, daß das Produkt aus der Anzahl von Perioden und einem Phasenwinkelbereich δ mindestens dem Rekonstruktionswinkelbereich β entsprechen muß. Der Phasenwinkelbereich δ ist dabei der von dem Träger 7 während der Dauer des Phasenbereichs 16 überstrichene Winkel. Sicherheitshalber sollte die Anzahl von Perioden $1\frac{1}{2}$ bis 2 mal so groß wie die Mindestanzahl von Perioden sein.

Das Meßdatenaufnahmeverfahren ist schematisch in Fig. 4 dargestellt. Gemäß Fig. 4 führt der Träger 7 eine Anzahl von Rotationen aus, die typischerweise zwischen 10 und 20 liegt, bis der Patient 8 um die Detektorhöhe D verschoben ist. Während dieser Rotationen schlägt das menschliche Herz 9 ca. 5 bis 20 mal. Es durchläuft also 5 bis 20 Perioden.

Beispielhaft sei angenommen, daß der Phasenbereich 16 eine Dauer von 50 ms hat und der Träger 7 mit einer Drehzahl n von 120 Umdrehungen/Min rotiert. Mit diesen Annahmen überstreicht der Träger 7 während eines Phasenbereichs 16 einen Phasenwinkelbereich $\delta = 36^\circ$. Unter der weiteren Annahme, daß der Rekonstruktionswinkelbereich β 180° beträgt, müssen also mindestens 5, besser 8 bis 10, Schlagphasen 12 des Herzens 9 durchlaufen werden. Unter der Annahme, daß das menschliche Herz 9 mit einem Puls von 80 Schlägen/Minute schlägt, muß der Träger 7 also mindestens $7\frac{1}{2}$ mal, besser 12 bis 15 mal, eine vollständige Umdrehung ausführen. Während dieser Anzahl von Umdrehungen darf der Patient 8 maximal um die Detektorhöhe D verschoben werden.

Im Regelfall sollte der Träger 7 mit einer Drehzahl n rotieren, die so hoch wie möglich gewählt ist. Unter Umständen kann es aber günstiger sein, die Drehzahl n niedriger zu wählen. Dies gilt insbesondere dann, wenn die Bewegung des Objekts 9 streng periodisch ist. In diesem Fall wird die Drehzahl n des Trägers 7 vorzugsweise derart gewählt, daß die Meßdatensätze unmittelbar aufeinanderfolgender Rotationswinkel α entweder während des Phasenbereichs 16 derselben oder während des Phasenbereichs 16 der unmittelbar nachfolgenden Periode aufgenommen werden.

Unter Annahme einer (starren) Herzfrequenz von 80/Minute und einem Phasenbereich 16 mit einer Dauer von 50 ms wird daher z. B. vorzugsweise in 700 ms eine vollständige Umdrehung des Trägers 7 ausgeführt.

Die Lage des Phasenbereichs 16 kann wieder aus einem Elektrokardiogramm 10 bestimmt werden, das zusammen mit den Meßdatensätzen aufgenommen wird. Die Lage des Phasenbereichs 16 ist dabei prinzipiell beliebig. Der Phasenbereich 16 kann z. B. in der Ruhephase 13 des Herzens liegen. Von besonderer Bedeutung aber ist, wenn der Phasenbereich 16 in der Schlagphase 12 des menschlichen Herzens 9 liegt.

Wenn die Belastung des Patienten 8 mit Röntgenstrahlung besonders klein gehalten werden soll, wird die Röntgenröhre 1 vorzugsweise mittels des Elektrokardiogramms 10 getriggert. Hierdurch wird erreicht, daß der Patient 8 nur während der Phasenbereiche 16 durchstrahlt wird. Wenn andererseits die Röntgenröhre 1 nicht getriggert wird, werden während aller Phasen des menschlichen Herzens 9 Meßdatensätze aufgezeichnet. In diesem Fall können beispielsweise bei der Bildrekonstruktion nachträglich die relevanten Phasenbereiche 16 festgelegt werden.

In Fig. 5 ist eine derartige Vorgehensweise schematisch dargestellt. Hier wird der Rekonstruktionswinkelbereich β aus Phasenwinkelbereichen δ zusammengesetzt, wobei die Meßdatensätze unmittelbar aufeinanderfolgender Rotati-

onswinkel α entweder während des Phasenbereichs 16 derselben oder während des Phasenbereichs 16 der unmittelbar nachfolgenden Periode aufgenommen worden sind.

Falls die Drehzahl n des Trägers 7 nicht derart optimiert wird, muß der Rekonstruktionswinkelbereich β , wie in Fig. 6 schematisch dargestellt, mit Phasenwinkelbereichen δ gefüllt werden, die im allgemeinen eine rein stochastische Permutation sind.

Um aus den aufgenommenen Meßdatensätzen ein Bild des Objekts 9 rekonstruieren zu können, muß pro Rotationswinkel α aus den aufgenommenen Meßdatensätzen ein Meßdatensatz ausgewählt werden. Hierfür stehen zwei Auswahlverfahren zur Verfügung.

Gemäß dem ersten Verfahren werden pro Phasenbereich 16 die während des Phasenbereichs 16 aufgenommenen Meßdatensätze zu je einer Rotationswinkelgruppe 17 zusammengefaßt. Zu jeder Rotationswinkelgruppe 17 wird ein Referenzwinkel ϵ bestimmt, der mit einem Phasenreferenzpunkt innerhalb des Phasenbereichs 16 korrespondiert. Beispielsweise kann der Phasenreferenzpunkt der Mitte oder dem Anfang des Phasenbereichs 16 entsprechen. Zur Auswahl des Meßdatensatzes, der dann tatsächlich zur Rekonstruktion des Objekts 9 herangezogen wird, werden pro Rotationswinkel α die Rotationswinkelgruppen 17 bestimmt, deren Referenzwinkel ϵ maximal so groß wie der jeweilige Rotationswinkel α ist. Innerhalb der so bestimmten Rotationswinkelgruppen 17 wird dann der Meßdatensatz des Rotationswinkels α derjenigen Rotationswinkelgruppe 17 herangezogen, bei der die Differenz zwischen dem jeweiligen Rotationswinkel α und dem jeweiligen Referenzwinkel ϵ minimal ist.

Anhand der Differenzen zwischen dem jeweiligen Rotationswinkel α und dem jeweiligen Referenzwinkel ϵ der tatsächlich zur Rekonstruktion des Objekts 9 herangezogenen Meßdatensätze kann eine effektive Zeitauflösung ermittelt werden. Sie kann insbesondere zusammen mit dem rekonstruierten Objekt 9 ausgegeben werden. Die effektive Zeitauflösung ist das Maximum aller Differenzen zwischen dem jeweiligen Rotationswinkel α und dem jeweiligen Referenzwinkel ϵ der tatsächlich zur Rekonstruktion des Objekts 9 herangezogenen Meßdatensätze.

Alternativ kann der Rekonstruktionswinkelbereich β in eine Anzahl gleichgroßer Teilwinkelbereiche ζ mit je einem Teilwinkelbereichsreferenzwinkel ξ unterteilt werden. Der Teilwinkelbereichsreferenzwinkel ξ kann wie der Referenzwinkel ϵ der Mitte oder dem Anfang des Teilwinkelbereichs ζ entsprechen. Pro Teilwinkelbereich ζ werden dann die Meßdatensätze derjenigen Rotationswinkelgruppe 17 zur Rekonstruktion des Objekts 9 herangezogen werden, bei der der Absolutwert der Differenz zwischen dem jeweiligen Teilwinkelbereichsreferenzwinkel ξ und dem jeweiligen Referenzwinkel ϵ minimal ist.

Bei diesem Verfahren ist die effektive Zeitauflösung, innerhalb derer Meßdatensätze zur Rekonstruktion des Objekts 9 herangezogen werden, größer als der selektierte Phasenbereich. Denn die Differenz zwischen dem jeweiligen Teilwinkelbereichsreferenzwinkel ξ und dem jeweiligen Referenzwinkel ϵ ist im allgemeinen nicht Null. Die effektive Zeitauflösung wird daher anhand der Differenzen zwischen dem jeweiligen Teilwinkelbereichsreferenzwinkel ξ und dem jeweiligen Referenzwinkel ϵ der tatsächlich zur Rekonstruktion des Objekts 9 herangezogenen Meßdatensätze, der Größe der Teilwinkelbereiche ζ und der Drehzahl n ermittelt. Die Drehzahl n und die Größe der Teilwinkelbereiche ζ ergeben die minimale Zeitauflösung. Diese wird dann durch die Differenzen zwischen dem jeweiligen Teilwinkelbereichsreferenzwinkel ξ und dem jeweiligen Referenzwinkel ϵ der tatsächlich zur Rekonstruktion des Objekts 9 herange-

zogenen Meßdatensätze vergrößert.

Bei beiden Verfahren findet bei einem Wechsel von einer Rotationswinkelgruppe 17 zu einer anderen Rotationswinkelgruppe 17 stets auch ein Zeitsprung statt. Der Übergang von einer Rotationswinkelgruppe 17 zur nächsten Rotationswinkelgruppe 17 kann daher unstetig sein. Dies kann bei der Rekonstruktion zu einer verminderten Bildqualität führen. Die Bildqualität kann aber erhöht werden, wenn bei einem derartigen Wechsel die Meßdatensätze in einem Überlappungsbereich gewichtet überlagert werden. Der Überlappungsbereich umfaßt zumindest die aneinander angrenzenden Rotationswinkeln α zugeordneten Meßdatensätze. Z. B. kann der letzte Meßdatensatz einer Rotationswinkelgruppe 17 dahingehend modifiziert werden, daß er zu 2/3 mit seinem eigenen Wert und zu 1/3 mit dem Wert des ersten Meßdatensatzes der nachfolgenden Rotationswinkelgruppe 17 gewichtet wird. Ebenso kann dann der erste Meßdatensatz der nachfolgenden Rotationswinkelgruppe 17 zu 2/3 mit seinem eigenen Wert und zu 1/3 mit dem Wert des letzten Meßdatensatzes der vorhergehenden Rotationswinkelgruppe 17 gewichtet werden. Dies ist schematisch in Fig. 7 durch die gestrichelten Linien angedeutet. Bereits diese geringfügige Modifikation führt zu einer erheblichen Verbesserung der Qualität des rekonstruierten Bildes.

Auch durch das gewichtete Überlagern der Meßdatensätze der Rotationswinkelgruppen 17 findet eine Zeitaufweitung statt. Die Größe des Überlappungsbereichs wird daher bei der Ermittlung der effektiven Zeitauflösung berücksichtigt. Dies ermöglicht einem geschulten Betrachter eine Einschätzung der Qualität des rekonstruierten Bildes.

Mit den erfindungsgemäßen Meßdatenaufnahmeverfahren ist es insbesondere möglich, innerhalb einer Atemanhaltepause des Patienten 8 qualitativ hochwertige Meßdatensätze zu generieren, mittels derer das gesamte Herz 9 darstellbar ist.

Patentansprüche

1. Meßdatenaufnahmeverfahren für ein sich periodisch bewegendes Objekt (9) mit einer Bewegungs- und einer Ruhephase (12, 13) mittels einer auf einem Träger (7) (Gantry 7) angeordneten Detektoreinheit (2) mit zumindest einer ersten und einer letzten Detektorzeile (3, 4), wobei die erste und die letzte Detektorzeile (3, 4) senkrecht zu einer Rotationsachse (6) verlaufen und parallel zur Rotationsachse (6) um eine Detektorhöhe (D) voneinander beabstandet sind,

- wobei das Objekt (9) mit einer Vorschubgeschwindigkeit (v) entlang der Rotationsachse (6) relativ zum Träger (7) verschoben wird und der Träger (7) mit einer Drehzahl (n) um die Rotationsachse (6) rotiert,

- wobei zumindest während der Ruhephasen (13) an einer Vielzahl von Rotationswinkeln (α) pro Rotationswinkel (α) von den Detektorzeilen (3-5) jeweils gleichzeitig je ein dem jeweiligen Rotationswinkel (α) zugeordneter Meßdatensatz aufgenommen wird,

- wobei die Drehzahl (n) derart gewählt ist, daß der Träger (7) während einer Ruhephase (13) um einen Drehwinkel (γ) rotiert, der mindestens so groß ist wie ein zur Rekonstruktion des Objekts (9) erforderlicher Rekonstruktionswinkelbereich (β), und

- wobei die Vorschubgeschwindigkeit (v) derart gewählt ist, daß das Objekt (9) während der Summe von einer Bewegungsphase (12) und zwei Rekonstruktionszeiten (T) maximal um die De-

tektorhöhe (D) entlang der Rotationsachse (6) verschoben wird,

– wobei die Rekonstruktionszeit (T) die zum Überstreichen des Rekonstruktionswinkelbereichs (β) erforderliche Zeit (T) ist.

2. Meßdatenaufnahmeverfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß das Objekt (9) das menschliche Herz (9) ist.

3. Meßdatenaufnahmeverfahren nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, daß zur Bestimmung der Ruhephase (13) ein Elektrokardiogramm (10) des menschlichen Herzens (9) mit aufgenommen wird.

4. Meßdatenaufnahmeverfahren für ein sich periodisch bewegendes Objekt (9) mittels einer auf einem Träger (7) (Gantry 7) angeordneten Röntgenröhre (1) und einer ebenfalls auf dem Träger (7) angeordneten Detektoreinheit (2) mit zumindest einer ersten und einer letzten Detektorzeile (3, 4), wobei die erste und die letzte Detektorzeile (3, 4) senkrecht zu einer Rotationsachse (6) verlaufen und parallel zur Rotationsachse (6) um eine Detektorhöhe (D) voneinander beabstandet sind,

– wobei das Objekt (9) mit einer Vorschubgeschwindigkeit (v) entlang der Rotationsachse (6) relativ zum Träger (7) verschoben wird und der Träger (7) mit einer Drehzahl (n) um die Rotationsachse (6) rotiert,

– wobei an einer Vielzahl von Rotationswinkeln (α) pro Rotationswinkel (α) von den Detektorzeilen (3–5) jeweils gleichzeitig je ein dem jeweiligen Rotationswinkel (α) zugeordneter Meßdatensatz aufgenommen wird,

– wobei die Meßdatensätze zumindest während eines Phasenbereichs (16) mit einem Phasenreferenzpunkt der periodischen Bewegung des Objekts (9) aufgenommen werden,

– wobei die Vorschubgeschwindigkeit (v) derart gewählt ist, daß das Objekt (9) während des Vorschubs um die Detektorhöhe (D) eine Anzahl von Perioden durchläuft und

– wobei das Produkt aus der Anzahl von Perioden und einem während des Phasenbereichs (16) überstrichenen Phasenwinkelbereich (δ) mindestens einem zur Rekonstruktion des Objekts (9) erforderlichen Rekonstruktionswinkelbereich (β) entspricht.

5. Meßdatenaufnahmeverfahren nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, daß das Objekt (9) das menschliche Herz (9) ist und daß der Phasenbereich (16) in der Schlagphase (12) des menschlichen Herzens (9) liegt.

6. Meßdatenaufnahmeverfahren nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, daß zur Bestimmung des Phasenbereichs (16) ein Elektrokardiogramm (10) des menschlichen Herzens (9) mit aufgenommen wird.

7. Meßdatenaufnahmeverfahren nach Anspruch 5 oder 6, dadurch gekennzeichnet, daß die Röntgenröhre (1) mittels des Elektrokardiogramms (10) getriggert wird, so daß das Objekt (9) nur während der Phasenbereiche (16) durchstrahlt wird.

8. Meßdatenaufnahmeverfahren nach Anspruch 4, 5, 6 oder 7, dadurch gekennzeichnet, daß die Drehzahl (n) des Trägers (7) derart gewählt wird, daß die Meßdatensätze unmittelbar aufeinanderfolgender Rotationswinkel (α) entweder während des Phasenbereichs (16) derselben oder während des Phasenbereichs (16) der unmittelbar nachfolgenden Periode aufgenommen werden.

9. Meßdatenaufnahmeverfahren nach Anspruch 4, 5, 6

oder 7, dadurch gekennzeichnet, daß die Drehzahl (n) des Trägers (7) so hoch wie möglich gewählt wird.

10. Bildrekonstruktionsverfahren für nach einem der Ansprüche 4 bis 9 aufgenommene Meßdatensätze, dadurch gekennzeichnet,

– daß pro Phasenbereich (16) die während des Phasenbereichs (16) aufgenommenen Meßdatensätze zu je einer Rotationswinkelgruppe (17) zusammengefaßt werden,

– daß zu jeder Rotationswinkelgruppe (17) ein mit dem Phasenreferenzpunkt korrespondierender Referenzwinkel (ϵ) bestimmt wird,

– daß pro Rotationswinkel (α) die Rotationswinkelgruppen (17) bestimmt werden, deren Referenzwinkel (ϵ) maximal so groß ist wie der jeweilige Rotationswinkel (α), und

– daß innerhalb der so bestimmten Rotationswinkelgruppen (17) die Meßdatensätze derjenigen Rotationswinkelgruppe (17) zur Rekonstruktion des Objekts (9) herangezogen werden, bei der die Differenz zwischen dem jeweiligen Rotationswinkel (ϵ) und dem jeweiligen Referenzwinkel (ϵ) minimal ist.

11. Bildrekonstruktionsverfahren nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet, daß anhand der Differenzen zwischen dem jeweiligen Rotationswinkel (α) und dem jeweiligen Referenzwinkel (ϵ) der tatsächlich zur Rekonstruktion des Objekts (9) herangezogenen Meßdatensätze eine effektive Zeitauflösung ermittelt und zusammen mit dem rekonstruierten Objekt (9) ausgegeben wird.

12. Bildrekonstruktionsverfahren für nach einem der Ansprüche 4 bis 9 aufgenommene Meßdatensätze, dadurch gekennzeichnet,

– daß der Rekonstruktionswinkelbereich (β) in eine Anzahl gleichgroßer Teilwinkelbereiche (ζ) mit je einem Teilwinkelbereichsreferenzwinkel (ξ) unterteilt wird,

– daß pro Phasenbereich (16) die während des Phasenbereichs (16) aufgenommenen Meßdatensätze zu je einer Rotationswinkelgruppe (17) zusammengefaßt werden,

– daß zu jeder Rotationswinkelgruppe (17) ein mit dem Phasenreferenzpunkt korrespondierender Referenzwinkel (ϵ) bestimmt wird und

– daß pro Teilwinkelbereich (ζ) die Meßdatensätze derjenigen Rotationswinkelgruppe (17) zur Rekonstruktion des Objekts (9) herangezogen werden, bei der der Absolutwert der Differenz zwischen dem jeweiligen Teilwinkelbereichsreferenzwinkel (ξ) und dem jeweiligen Referenzwinkel (ϵ) minimal ist.

13. Bildrekonstruktionsverfahren nach Anspruch 12, dadurch gekennzeichnet, daß anhand der Differenzen zwischen dem jeweiligen Teilwinkelbereichsreferenzwinkel (ξ) und dem jeweiligen Referenzwinkel (ϵ) der tatsächlich zur Rekonstruktion des Objekts (9) herangezogenen Meßdatensätze, der Größe der Teilwinkelbereiche (ζ) und der Drehzahl (n) eine effektive Zeitauflösung ermittelt und zusammen mit dem rekonstruierten Objekt (9) ausgegeben wird.

14. Bildrekonstruktionsverfahren nach einem der Ansprüche 10 bis 13, dadurch gekennzeichnet, daß bei einem Wechsel von einer Rotationswinkelgruppe (17) zu einer anderen Rotationswinkelgruppe (17) die Meßdatensätze in einem Überlappungsbereich gewichtet überlagert werden.

15. Bildrekonstruktionsverfahren nach Anspruch 14

und einem der Ansprüche 11 und 13, dadurch gekennzeichnet, daß die Größe des Überlappungsbereichs bei der Ermittlung der effektiven Zeitauflösung berücksichtigt wird.

Hierzu 4 Seite(n) Zeichnungen

5

10

15

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65

- Leerseite -

FIG 1

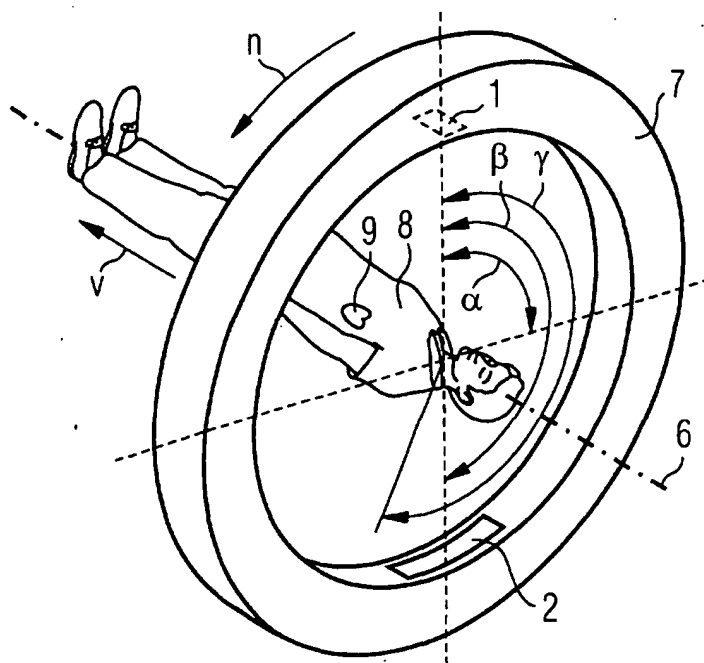


FIG 2

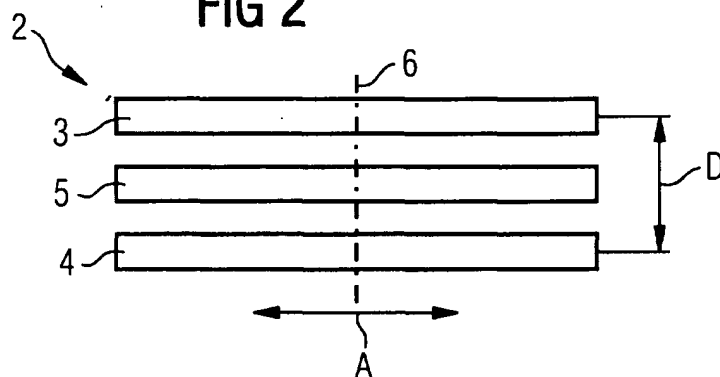


FIG 3

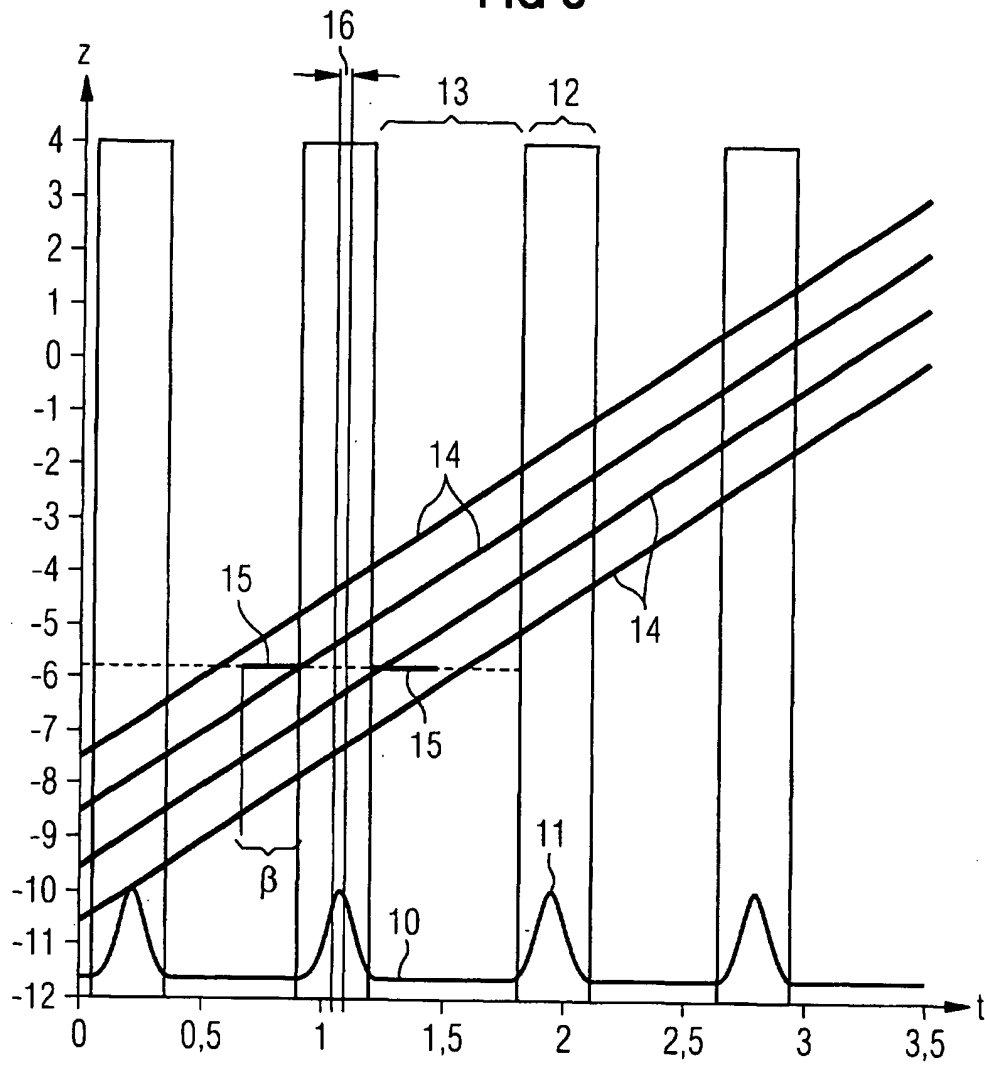


FIG 4

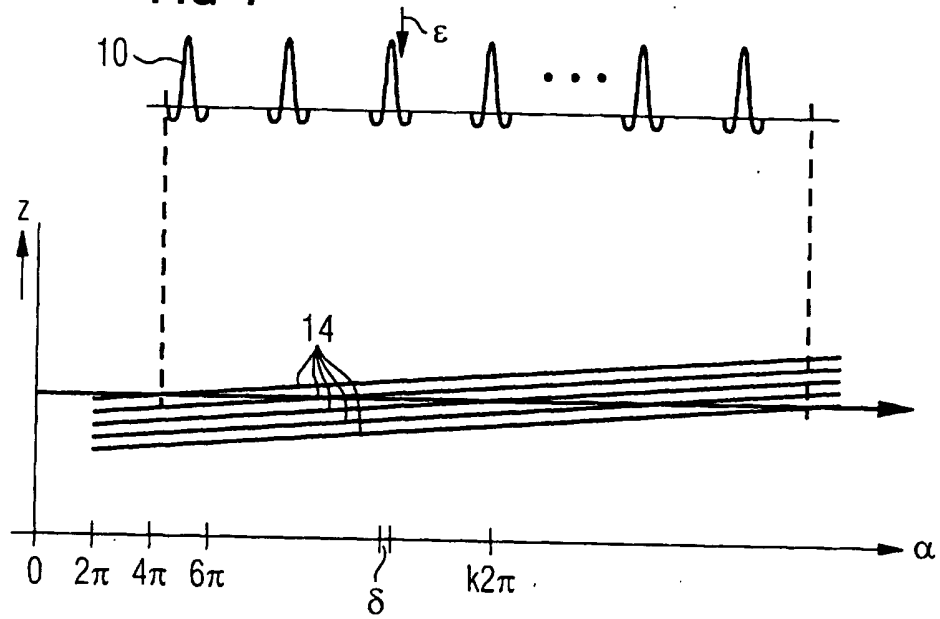


FIG 5

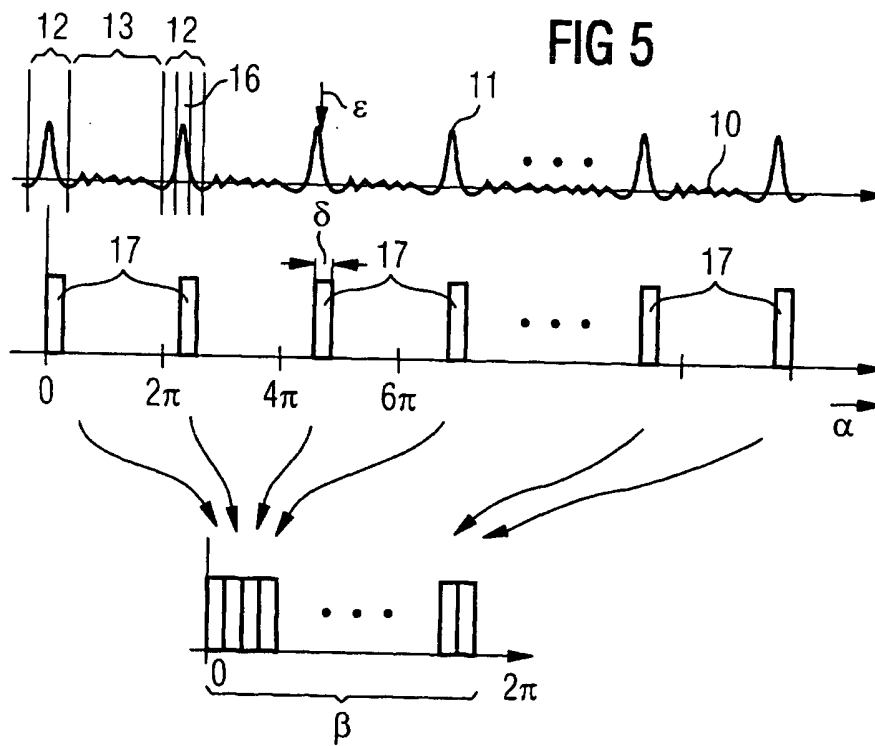


FIG 6

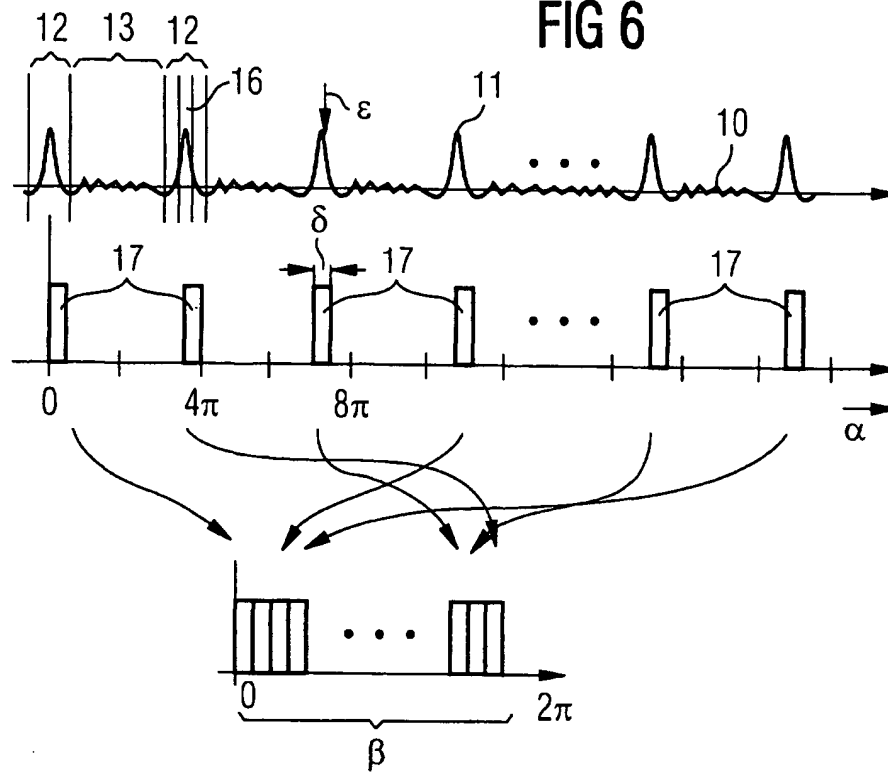


FIG 7

